

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-176443

(43)Date of publication of application : 24.06.1992

(51)Int.Cl.

A61B 5/07

(21)Application number : 02-305183

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 09.11.1990

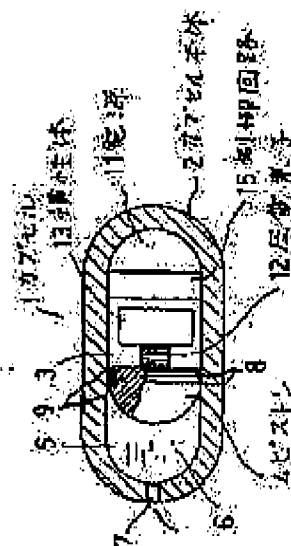
(72)Inventor : MATSUI YORIO
 UEDA YASUHIRO
 IMAGAWA HIBIKI
 SUZUTA TOSHIHIKO
 TATSUMI KOICHI
 FUSE EIICHI
 SUZUKI KATSUYA
 TAKEHATA SAKAE

(54) MEDICAL CAPSULE

(57)Abstract:

PURPOSE: To enable arrival accurately at a desired part of an organism by making a compact medical capsule using a traveling actuator utilizing an inertial force of an inertial body caused by a quick deformation of a piezoelectric element and an friction force with the organism.

CONSTITUTION: A piston 4 in an internal space 3 of a capsule body 2 is airtightly provided slidable in a longitudinal direction and chemicals or the like 6 are held in a storage chamber 5. A piezoelectric element 12 is set in the rear of the piston 4 expandable in a direction of the movement of the piston 4 and the front end of the piezoelectric element 12 is fastened to the rear end of the piston 4 and the rear end thereof 12 on an inertial body 13. Behind the inertial body 13, a power source 11 for supplying current to an electrode of the piezoelectric element 2 and a control circuit 15 for controlling an applied voltage thereof are provided, and a telemeter circuit is attached to the control circuit 15 to issue an operation command receiving a radio wave from outside. The control circuit 15 controls a drive applied voltage to the piezoelectric element 12 so that the traveling of the capsule body 2 is controlled utilizing an inertial force of the inertial body 13 caused by the expansion of the piezoelectric element 12 in the axial direction and a friction force with an organism subject to the capsule body 2.



⑫ 公開特許公報(A) 平4-176443

⑤Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑬公開 平成4年(1992)6月24日

A 61 B 5/07

8932-4C

審査請求 未請求 請求項の数 2 (全9頁)

⑭発明の名称 医療用カプセル

⑯特 願 平2-305183

⑰出 願 平2(1990)11月9日

⑱発 明 者 松 井 頼 夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑱発 明 者 植 田 康 弘 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑱発 明 者 今 川 馨 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑳代 理 人 弁理士 坪 井 淳 外2名
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

医 療 用 カ プ セ ル

2. 特許請求の範囲

(1) 生体内に投与される医療用カプセルにおいて、移動体を兼ねるカプセル本体内に、そのカプセル本体を移動させるべき向きに沿って軸方向を配置しその軸方向へ伸縮可能な圧電素子を設け、この圧電素子の軸方向の一端を前記カプセル本体に実質的に固定し、前記圧電素子の軸方向の他端に慣性体を取着してなり、さらに前記カプセル本体内には前記圧電素子に駆動電圧を印加する電池とその駆動印加電圧を制御して前記圧電素子はその軸方向へ伸縮するときの前記慣性体の慣性力とカプセル本体が受ける生体との摩擦力を利用して前記カプセル本体を移動させる走行動作を制御する制御手段を内蔵したことを特徴とする医療用カプセル。

(2) 生体内に投与される医療用カプセルにおいて、体腔壁に接触して自走する変位動作を行う可

動脚部と、与えられる磁界により軸方向へ変位する超磁歪素子と、この超磁歪素子の変位を前記可動脚部に伝達して前記可動脚部に走行動作を行なわせる変位伝達機構とを具備したことを特徴とする医療用カプセル。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は生体内において薬液等を放出したり体液を採取したりする医療用カプセルに関する。

〔従来の技術〕

生体内において薬液等を放出する種類の医療用カプセルが、特開平2-19140号公報で提案されている。この医療用カプセルは体腔の蠕動運動により移動するもので、それ自身では移動することができないものである。

〔発明が解決しようとする課題〕

従来の医療用カプセルは、体腔の蠕動運動により移動するものであり、それ自身では移動することができない。このため、目的の部位に到達する時間がかかりかかる。また、行き過ぎた場合には

所定の部位まで戻すことができない。しかも、蠕動運動を利用するため、所望の部位へ正確に到達させることが困難である。さらに、蠕動運動のない部位に医療用カプセルを導入できない等の問題があった。

本発明は前記課題に着目してなされたもので、その目的とするところは、生体内を速かに走行して所望の部位へ確実に到達させることができる医療用カプセルを提供することにある。

〔課題を解決するための手段および作用〕

前記課題を解決するために第1の発明は、生体内に投与される医療用カプセルにおいて、移動体を兼ねるカプセル本体内に、そのカプセル本体を移動させるべき向きに沿って軸方向を配置しその軸方向へ伸縮可能な圧電素子を設け、この圧電素子の軸方向の一端を前記カプセル本体に実質的に固定し、前記圧電素子の軸方向の他端に慣性体を取着してなり、さらに前記カプセル本体内には前記圧電素子に駆動電圧を印加する電池とその駆動印加電圧を制御して前記圧電素子はその軸方向へ

伸縮するときの前記慣性体の慣性力とカプセル本体が受ける生体との摩擦力を利用して前記カプセル本体を移動させる走行動作を制御する制御手段を内蔵したものである。

また、第2の発明は、生体内に投与される医療用カプセルにおいて、体腔壁に接触して自走する変位動作を行う可動脚部と、与えられる磁界により軸方向へ変位する超磁歪素子と、この超磁歪素子の変位を前記可動脚部に伝達して前記可動脚部に走行動作を行なわせる変位伝達機構とを具備したものである。

〔実施例〕

第1図ないし第9図は本発明の第1の実施例を示すものである。

第1図で示すように医療用カプセル1は生体に無害な材料によって形成された中空のカプセル本体2を有している。カプセル本体2は前端壁部と後端壁部を球状に形成するとともに中間部を円筒状に形成している。カプセル本体2の内部空間3にはピストン4が前後に沿う軸方向へ気密的に摺

動できるように設けられている。そして、カプセル本体2の前端壁部とピストン4とでカプセル本体2の内部空間3を区画して収容室5を形成している。この収容室5には生体内に投与する薬液等6を収納するようになっている。カプセル本体2の前端壁部には収容室5を外部へ連通する口部7が形成されている。収容室5の前面内壁とピストン4の前面壁とは対応一致する大きさの球面状に形成されている。

ピストン4の最大径部外周には、ピストンリング8を嵌め込んで装着する2条の周回溝9が形成されている。この各ピストンリング8は第2図で示すように切欠き部が対向するように配置されて装着されている。さらに、ピストンリング8は2方向性形状記憶材料、例えば形状記憶合金または形状記憶樹脂からなり、加温されることにより第3図で示すように形状を回復して径を大きくするようになっている。このようにピストンリング8の径を大きくすると、カプセル本体2の内部空間3の壁面に押し当たりピストン4をカプセル本体

2に固定する。なお、ピストンリング8を加温する手段としては、カプセル本体2内の後述する電源（電池）11からの通電加熱、外部からの超音波等の加熱方法がある。

ピストン4の後方にはそのピストン4の移動方向に伸縮する積層型圧電素子（PZT）12が設置され、圧電素子12の前端はピストン4の後端に固着されている。圧電素子12の後端には慣性体13が固着してある。この慣性体13の質量は後述するように移動体として機能するピストン4の質量より大きい。もちろん、一体化してこれも移動体として機能するカプセル本体2とピストン4とを合わせた質量も前記慣性体13の質量よりも大きくなる。

カプセル本体2の内部空間3において、前記慣性体13の後方には圧電素子12の電極に通電する電源11とその印加電圧を制御する制御回路（制御手段）15が固定的に設置されている。制御回路15の部分には外部からの電波を受けて動作指令を行うテレメータ回路（図示しない。）が

付設されている。

しかして、圧電素子 1 2 に所定の駆動電圧を印加することによりその軸方向へ伸縮し、移動体としてのピストン 4、またはこのピストン 4 と一体化するカプセル本体 2 を移動体としてこれを移動するようになっている。

この移動原理は第 4 図および第 5 図で概念的に示される。

第 4 図で示すように質量の大きな移動体（カプセル本体 2、ピストン 4）を M、質量の小さな慣性体 1 3 を m、移動体 M と慣性体 m を連結する積層型圧電素子 1 2 を P として説明する。

そして、第 5 図で示すような波形の駆動電圧を積層型圧電素子 P に印加することによりその装置全体が前進または後退する動作を行う。

まず、前進、つまり、左方へ移動するときの動作について説明する。第 4 図左側の図で示すように動作スタート前において移動体 M はベース B 上におかれて静摩擦力で保持され、圧電素子 P は縮んだ状態にある。このため、慣性体 m は前方の移

しかして、この 1 サイクル動作で（ $\Delta m_1 + \Delta m_2$ ）の距離を前進（粗動）することができる。この微動前進を繰り返すことにより大きく前進させることができる。

一方、後退、つまり、右方向へ移動するときには、前記動作パターンの逆動作を行なわせる。すなわち、第 4 図右側の図で示すように動作スタート前において移動体 M はベース B 上におかれて摩擦力で保持され、圧電素子 P は伸びた状態にある。このため、慣性体 m は前方の移動体 M から離れている。

この状態から圧電素子 P に対する高電圧の印加を瞬時に消去し、圧電素子 P を急激に縮小すると、移動体 M の摩擦力に比べて慣性体 m の慣性力が相対的に大きくなり、移動体 M と慣性体 m が互いに逆方向へ同時に移動する。このとき、移動体 M は後方へ距離 Δm_1 移動する。

ついで、圧電素子 P に対する印加電圧を次第に増加させて圧電素子 P を伸ばして移動体 M 側から慣性体 m を一定の加速度で後退させる。このとき、

動体 M に引き寄せられて待機している。

この状態から圧電素子 P に高圧の駆動電圧を瞬時に印加して圧電素子 P を急激に伸ばすと、移動体 M と慣性体 m が互いに逆方向へ同時に移動する。このとき、移動体 M は動摩擦力を受けながら前方へ距離 Δm_1 移動する。

ついで、圧電素子 P に対する印加電圧を比較的ゆっくりと低減させて圧電素子 P を縮めて移動体 M 側へ慣性体 m を一定の加速度で引き戻す。このとき、移動体 M はベース B との静摩擦力で保持されて静止するようにその加速度による慣性力がその摩擦力より小さくなる印加電圧に調整しておく。

圧電素子 P が十分に縮んだところで、通電を急に止めて慣性体 m の動きを急に止める。つまり、引き戻し動作を急に停止させる。すると、慣性体 m が移動体 M に衝突する作用となり、これによって、この自走装置全体が、前記摩擦力に打ち勝って前進を始め、運動エネルギーを移動体 M の動摩擦力によって失われるまで移動して停止する。この動作によって前方へ距離 Δm_2 移動する。

移動体 M はベース B との摩擦力で保持されて静止するようにその加速度による慣性力がその摩擦力より小さくなるようにしておく。

圧電素子 P が十分に伸びたところで、慣性体 m の動きを急に止める。これによって、大きな慣性力が生じて自走装置全体が、前記摩擦力に打ち勝って後退を始め、その自走装置全体の運動エネルギーが移動体 M の動摩擦力によって失われるまで移動して停止する。この動作によって後方へ距離 Δm_2 移動する。

しかして、この 1 サイクル動作で（ $\Delta m_1 + \Delta m_2$ ）の距離を後退させることができる。この微動後退を繰り返すことにより大きく後退させることができる。

なお、2 回の電圧出力でこれを単一のサイクルとしての移動運動を行わせ、電圧を引き下げた直後にすぐ立ち上げることによって急速変形時に発生したエネルギーを次の急速変形時の運動に加味してより大きな運動量を得ることができる。

このような原理でピストン 4、またはこのピス

トン 4 およびカプセル本体 2 を前進または後退させることができるのである。

そして、第 6 図および第 7 図で示すようにピストン 4 のみを移動する場合にはピストンリング 8 を加温しないでおき、ピストン 4 がカプセル本体 2 内を摺動できるようにする。そして、圧電素子 1 2 に対して上述したように駆動電圧の印加を制御することによりピストン 4 を第 6 図で示すように前進、または第 7 図で示すように後退させることができる。第 6 図ではピストン 4 を前進して収容室 5 の薬液等 6 を口部 7 から体内に投与する状況を示す。また、第 7 図でピストン 4 を後退して収容室 5 内に体液等を口部 7 から採取する状況を示す。もちろん、収容室 5 内に薬液等 6 を注入する場合には第 7 図で示すようにピストン 4 を後退させて行う。

一方、カプセル本体 2 を前進または後退させる場合には前述したようにピストンリング 8 を加温して拡大し、カプセル本体 2 の内壁に押し当てて係止し、カプセル本体 2 にピストン 4 を固定する。

かして、移動体 2 2、圧電素子 2 3、および慣性体 2 4 からなる走行機構を前述したように駆動して往復運動をさせれば、シリンダ 2 1 内でピストンとしての移動体 2 2 を摺動させることができる。そして、前進させることにより噴出ノズル 2 9 から水を噴射し、またタンク 2 7 から水を取り込むことができる。

また、第 11 図は同じく前記走行原理を利用して薬液等を投与する体内留置型投与器具の例を示す。すなわち、これはシリンダ 3 1 の内面に気密的に摺接する移動体 3 2 をピストンとし、前記移動体 3 2 の後端には前述したような圧電素子 3 3 を介して慣性体 3 4 を取り付けて構成したものである。シリンダ 2 1 の供給口 3 5 には例えば肝臓等の血管 3 6 に通じる供給チューブ 3 7 が接続されている。しかして、移動体 3 2、圧電素子 3 3、および慣性体 3 4 からなる走行機構を前述したように駆動して往復運動をさせれば、シリンダ 3 1 内でピストンとしての移動体 3 2 を摺動させることができる。そして、前進させることにより供給

つまり、カプセル本体 2 とピストン 4 が一体化し、単一の移動体とする。そして、これのカプセル本体 2 の外周面が生体の管腔 1 6 との接触で摩擦力を受けながら、前述した動作を行って移動する。第 8 図は前進する状況を示し、第 9 図は所定の部位において圧電素子 1 2 に対する通電を止めてカプセル本体 2 を停止し、さらにピストンリング 8 の加温を止めて再び圧電素子 1 2 に駆動電圧を印加することにより薬液等 6 を投与する状況を示している。もちろん、この位置で体液の採取も可能である。

なお、第 10 図は前記走行原理を利用したウォータージェットメスの例を示す。これはシリンダ 2 1 の内面に気密的に摺接する移動体 2 2 をピストンとし、前記移動体 2 2 の後端には前述したような圧電素子 2 3 を介して慣性体 2 4 を取り付けて構成したものである。シリンダ 2 1 の取入れ口 2 5 には逆止弁 2 6 を介してタンク 2 7 に通じる供給チューブ 2 8 が接続されている。シリンダ 2 1 の前面には噴出ノズル 2 9 を設けている。し

チューブ 3 7 を通じて抗癌剤等の薬剤を生体に投与できる。なお、図中 3 8 は電池や駆動電圧の制御回路等を有する薬液注入制御装置である。

さらに、この構成において、前記圧電素子 3 3 は移動用電圧の印加時に超音波を放射するから、前記シリンダ 3 1 の後方壁面で反射するその超音波パルス波を前記圧電素子 3 3 で検出し、その発信から受信までの時間により前記壁面からまでの位置を測定することができる。これにより移動体 3 2 の移動量から薬液の投与量が分かる。このため、前記走行機構の動作を制御して薬液の注入量を正確に調節できる。なお、前記圧電素子 3 3 に対して移動用電圧ではなく、位置検出用の交番電圧を印加すれば、より効率のよい位置検出を行うことができる。

第 12 図ないし第 15 図は本発明の第 2 の実施例を示すものである。この実施例の医療用カプセル 4 0 は、カプセル本体 4 1 に、これを走行させる走行機構 4 2 を付設したものである。この走行機構 4 2 は磁界により軸方向へ伸縮する超磁歪素

子 4 3 を有し、この超磁歪素子 4 3 の変位を変位拡大機構 4 5 を介して短い複数の走行用脚 4 4 の動きに変換するものである。超磁歪素子 4 3 はその軸方向の一端をカプセル本体 4 1 の後端に固定し、超磁歪素子 4 3 の軸方向の他端を変位拡大機構 4 5 の入力端に接続している。走行用脚 4 4 は超磁歪素子 4 3 の周りの上下左右の各面において走行方向に沿って等間隔で配置され、各基端が固定フレーム 4 6 に設けた軸 4 7 に対してそれぞれ軸支されている。さらに、各走行用脚 4 4 の回動途中は走行方向に沿う操作杆 4 8 に連結されている。そして、この変位伝達機構を兼ねた変位拡大機構 4 5 の操作杆 4 8 を走行方向に進退すれば、各走行用脚 4 4 を前後方向へ回動することができる。操作杆 4 8 の一端は最後部の脚 4 4 の延長部を介して前記超磁歪素子 4 3 に連結されている。脚 4 4 の延長部の途中は図示しない固定部位に設けた軸 4 9 に枢着されている。

カプセル本体 4 1 はその内部に薬液等 5 0 を収納する収容室 5 1 を形成してなり、収容室 5 1 に

の向きに回動する。この各走行用脚 4 4 は後方へ傾いた位置を中心として細かく振動するから、管腔 5 5 の壁面に触れるその各走行用脚 4 4 の先端の動きで前進する。

直流バイアス磁界を大きく与えると、第 1 4 図で示すように超磁歪素子 4 3 は大きく伸び、今度は走行用脚 4 4 の先端側が前方へ傾く状態となり、この状態を維持する。この状態で交番磁界を重ねると、各走行用脚 4 4 は前方へ傾いた状態を中心として細かく振動するから、管腔 5 5 の壁面に触れるその各走行用脚 4 4 の先端の動きで後退する。

なお、直流バイアス磁界を中間の値で与えると、第 1 5 図で示すように、走行用脚 4 4 は直角になり、この状態で交番磁界をかけても、走行動作を行わない。

第 1 6 図は本発明の第 3 の実施例を示すものである。この実施例の医療用カプセル 4 0 は、カプセル本体 4 1 の周囲の 4 方向へ、これを走行させる走行機構 4 2 をそれぞれ配設したものである。このため、駆動用超磁歪素子 4 3 を側方へ複数本

はピストン 5 2 が設けられている。ピストン 5 2 は形状記憶合金からなるコイルばね 5 3 によって付勢されるようになっている。つまり、コイルばね 5 3 は超音波や通電等によって加熱されることにより伸長してピストン 5 2 を前進し、収容室 5 1 の薬液等 5 0 を口部 5 4 から体内に投与するようになっている。

しかして、この医療用カプセル 4 0 を走行動作させる場合には次のようにして行う。すなわち、第 1 2 図で示すように生体の管腔 5 5 にある医療用カプセル 4 0 に狙いを定めて体外に設置した電磁コイル 5 6 で交番磁界を発生し、その磁界中に医療用カプセル 4 0 に磁界を与えるようにする。この場合、直流バイアス磁界を与えないときには第 1 3 図で示すように超磁歪素子 4 3 は縮んだ状態にあり、走行用脚 4 4 の先端側が後方へ傾く状態を維持する。この状態で交番磁界をかけると、超磁歪素子 4 3 が細かく軸方向に伸縮し、この伸縮する動きが操作杆 4 8 を介して各走行用脚 4 4 に拡大して伝えられ、その各走行用脚 4 4 を前後

設け、これに対応して変位拡大機構 4 5 および走行用脚群 4 4 を別々に設けた。走行機構 4 2 のその他の構成は前記実施例のものと同一であり、また、その走行動作も同じである。

また、カプセル本体 4 1 内のピストン 5 2 を移動させる手段にはいわゆるメカニカル物質 5 8 を使用してこれに膨脹によってピストン 5 2 を前進させるようにした。

第 1 7 図は本発明の第 4 の実施例を示すものである。この実施例の医療用カプセル 6 0 は、カプセル本体 6 1 を走行させる走行機構 6 2 を第 2 の実施例と同様に構成したが、カプセル本体 6 1 の内部の構成が異なる。これはカプセル本体 6 1 の内部には超音波観察手段が組み込まれている。つまり、流動パラフィン 6 3 a を充填した観察室 6 4 内に回転自在に超音波振動子 6 3 を設置し、超音波振動子 6 3 を回転駆動する超音波モータ 6 5 を設けている。さらに、カプセル本体 6 1 の内部には送信回路 6 6、通信回路 6 7、アンテナ 6 8、電池 6 9 等が組み込まれている。そして、

無線を利用した外部からの指令によって観察動作を行うことができるようになっている。

しかして、この医療用カプセル60ではそのカプセル本体61を所望の部位に移動させてその部位の超音波を利用した観察を行うことができる。

第18図は本発明の第5の実施例を示すものである。この実施例の医療用カプセル70はカプセル本体71の側面に走行機構72を付設する。さらに、走行機構72の超磁歪素子73をカプセル本体71の内部に位置させて設ける。また、超磁歪素子73の一端をカプセル本体71内の固定板74に取着し、超磁歪素子73の他端はカプセル本体71の側面に配置した移動板75に連結してある。そして、あらかじめ傾斜させた複数の走行用脚76の基端をその移動板75に連結している。

しかして、交番磁界をかけることにより超磁歪素子73を伸縮して走行用脚44を振動させて前述したように走行させることができる。

なお、薬剤を投与する手段の構成は第2の実施例のものと実質的に同じである。走行用脚76の

板75を可撓性で棒状のストッパ91に置き換えたものである。ストッパ91の先端側部分はカプセル本体81の側面部分から垂直に突没できるようになっている。

しかして、直流磁界をかけて超磁歪素子73を伸長し、この伸び量をてこレバー83で拡大してストッパ91に伝達し、カプセル本体81の側面から突き出すようにする。このようにストッパ91をカプセル本体81の側面から突き出すことによりこのストッパ91の先端を管腔55の壁面に当ててカプセル本体81を保持するようになっている。

なお、本発明は前記各実施例のものに限定されるものではなく、種々の変形例が考えられるものである。

[発明の効果]

以上説明したように本発明によれば、圧電素子の急速変形による慣性体の慣性力と生体との摩擦力を利用した走行アクチュエータを用いることによりコンパクトな医療用カプセルを構成できると

中間部を軸支する構成にすれば、直流バイアス磁界の大きさににより上述したように進行方向を選択できるようになる。

第19図は本発明の第6の実施例を示すものである。この実施例の医療用カプセル80は前記第5の実施例のものの變形例で、カプセル本体81の内部に超磁歪素子73の伸長量を拡大する機構を組み込んだものである。すなわち、超磁歪素子73の一端を固定板82に固定する。また、超磁歪素子73の他端はてこレバー83の短い端の先端に連結する。さらに、てこレバー83の長い端の先端を前記操作用移動板75に連結したものである。なお、各てこレバー83の支点は支持棒84によって固定板85に支持されている。なお、薬剤を投与する手段の構成も第2の実施例のものと実質的に同じである。

しかして、この実施例では超磁歪素子73の動きがてこレバー83を介して拡大され、前記操作用移動板75に伝達される。

第20図は第19図で示した構成において移動

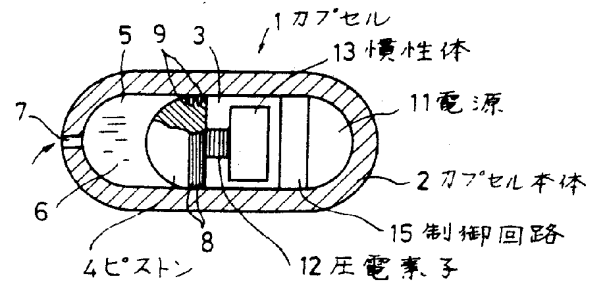
ともに生体内の所望の部位へ確実に到達させることができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図ないし第9図は本発明の第1の実施例を示し、第1図はその医療用カプセルの断面図、第2図はピストンリングの斜視図、第3図はそのピストンリングの變形する状態の説明図、第4図は駆動原理の説明図、第5図は圧電素子に印加する駆動電圧の波形図、第6図および第7図はその医療用カプセルの動作状態を示す断面図、第8図は医療用カプセルの走行状態の説明図、第9図は医療用カプセルの薬液投与状態の説明図である。第10図はウォータージェットの概略的な構成の説明図、第11図は体内留置型薬液投与装置の斜視図である。第12図ないし第15図は本発明の第2の実施例を示し、第12図はその医療用カプセルの断面図、第13図ないし第15図はそれぞれ動作状態が異なる原理的な作動の説明図である。第16図は本発明の第3の実施例を示す医療用カプセルの断面図、第17図は本発明の第4の実施例

を示す医療用カプセルの断面図、第18図は本発明の第5の実施例を示す医療用カプセルの断面図、第19図は本発明の第6の実施例を示す医療用カプセルの断面図、第20図は他の医療用カプセルの断面図である。

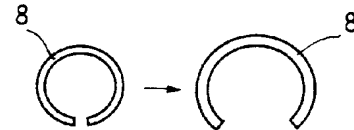
M…移動体、m…慣性体、P…圧電素子、B…ベース、1…カプセル、2…カプセル本体、12…圧電素子、13…慣性体、15…制御手段、40…カプセル、42…走行機構、43…超磁歪素子、44…脚、45…変位拡大機構、48…操作杆。



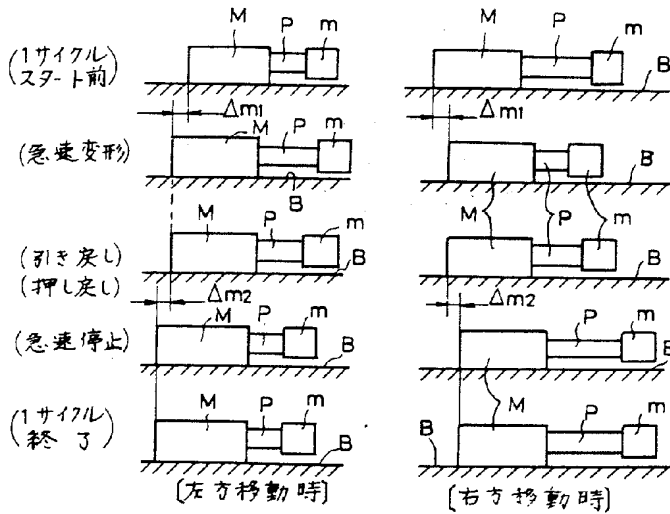
第1図



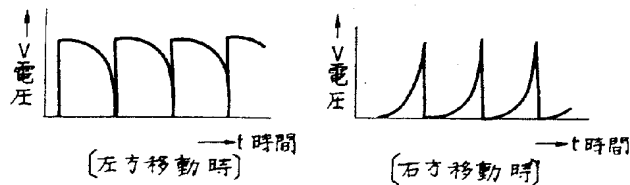
第2図



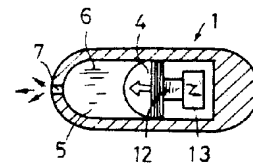
第3図



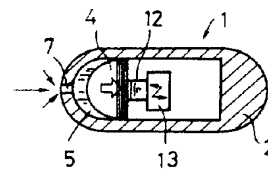
第4図



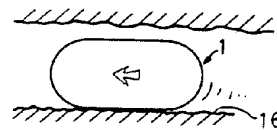
第5図



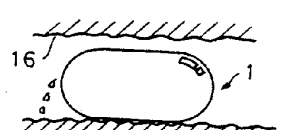
第6図



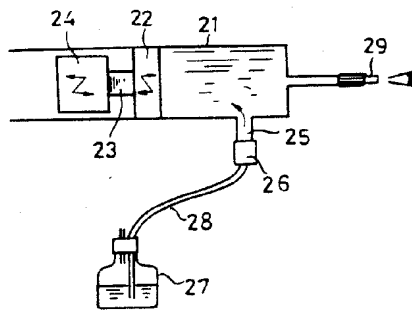
第7図



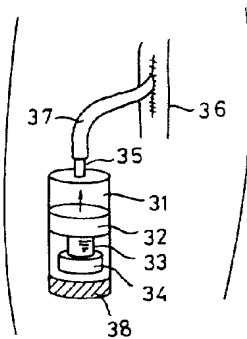
第8図



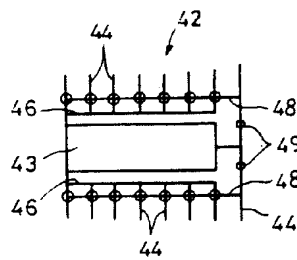
第9図



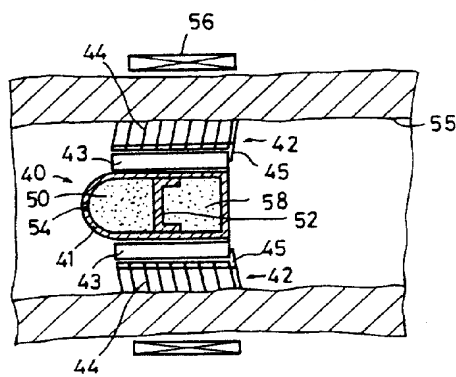
第 10 図



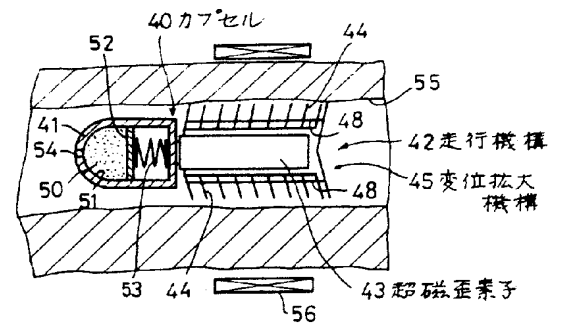
第 11 図



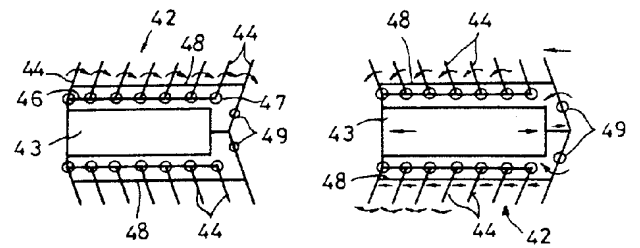
第 15 図



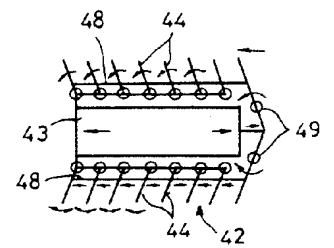
第 16 図



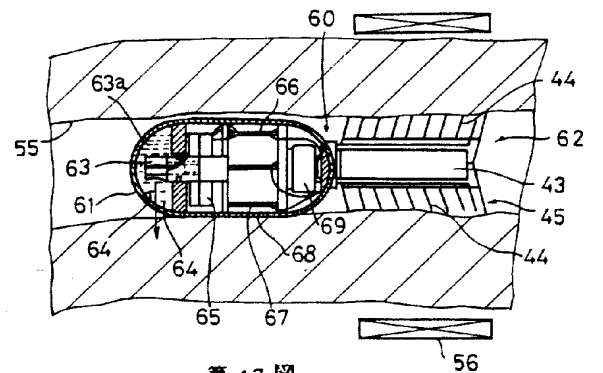
第 12 図



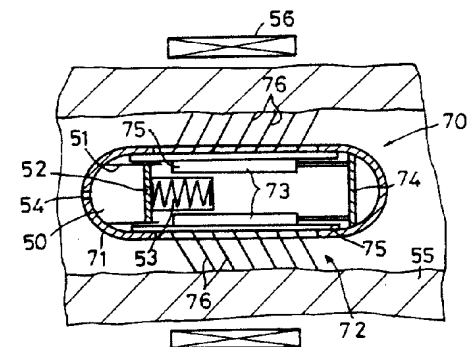
第 13 図



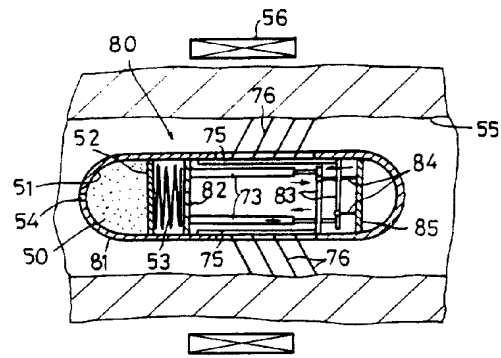
第 14 図



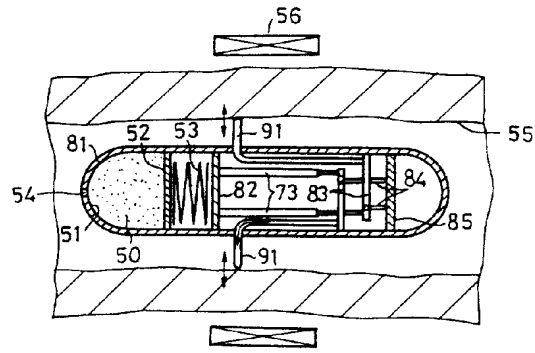
第 17 図



第 18 図



第 19 図



第 20 図

第 1 頁の続き

⑦発明者	鈴田	敏彦	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	巽	康一	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	布施	栄一	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	鈴木	克哉	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	竹端	榮	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内